

## ENDOSCOPIC SYSTEM

**Publication number:** JP2002345725 (A)

**Publication date:** 2002-12-03

**Inventor(s):** KAJI KUNIHIDE; MORISANE YUICHI; HAGIWARA MASAHIRO; NAKAMITSU TAKECHIYO; KIKUCHI YASUHIKO; KIMURA SHUICHI; TAKAHASHI YASUSHI; KAGAWA HIROAKI; SAITO AKITO; NAKAMURA TAKEAKI

**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO

**Classification:**

- international: **A61B1/00; G06T1/00; A61B1/00; G06T1/00; (IPC1-7): A61B1/00**

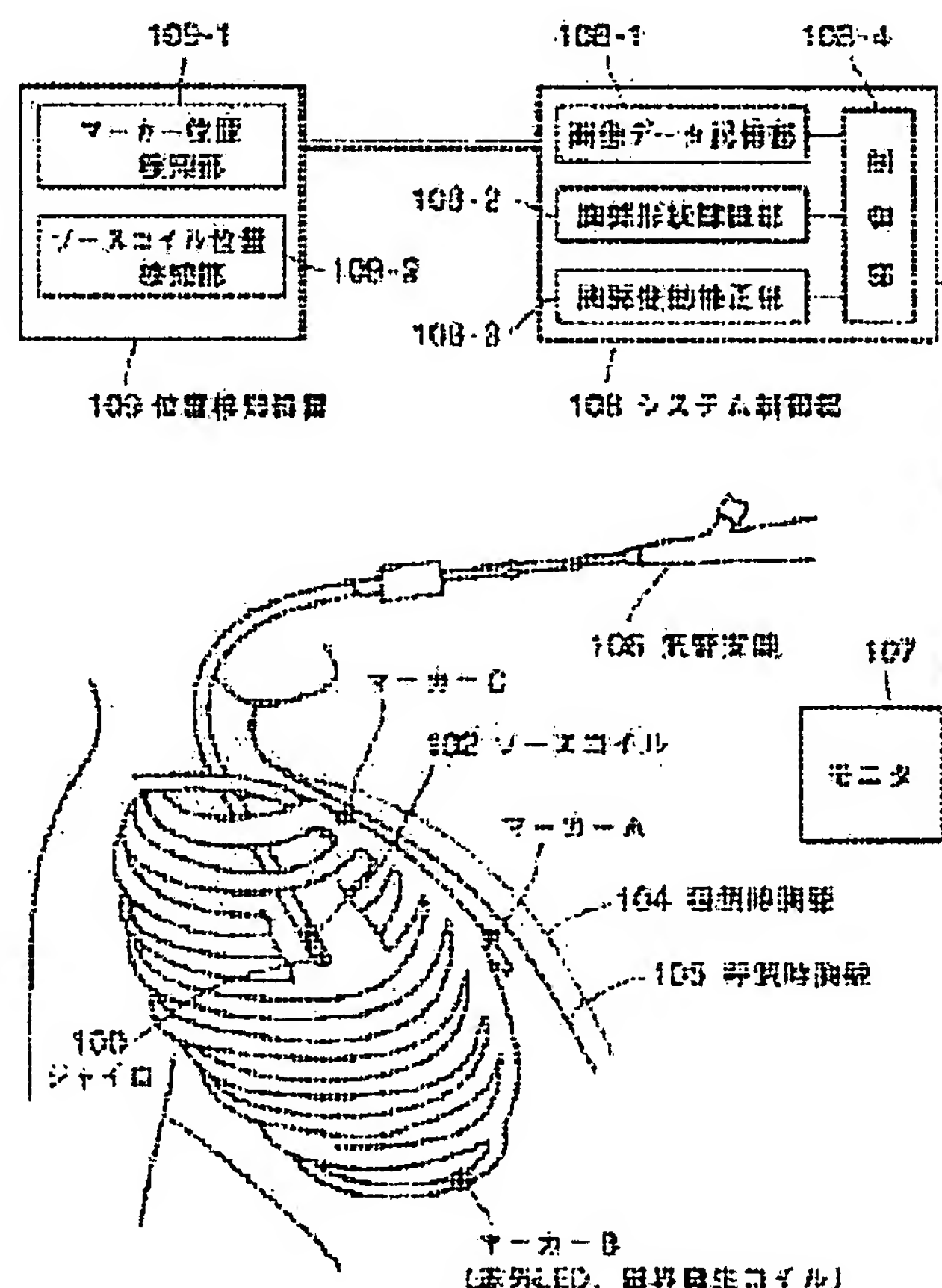
- European:

**Application number:** JP20010152838 20010522

**Priority number(s):** JP20010152838 20010522

### Abstract of JP 2002345725 (A)

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an endoscopic system capable of precisely displaying the positional relation between the distal end of a bronchoscope and a position to be observed at real time without having a bad influence on a human body or being influenced by the fluctuation of the whole lung by respiration.; **SOLUTION:** This endoscopic system comprises an organ model image generating means (control part 108-4) for generating a three-dimensional organ model image from two-dimensional tomographic image data of a subject organ; an organ model image correcting means (thoracic fluctuation correction part 108-3) for successively correcting the three-dimensional model image according to fluctuation per unit time of the subject organ and generating a three-dimensional organ model correction image; an endoscope (bronchoscope 106) having a magnetic field generating element at the tip part, which is to be inserted to the subject organ; and a position detecting means (position detector 109) for detecting the positional information of the tip part of the endoscope by receiving the magnetic field generated from the magnetic field generating element; and a three-dimensional coordinate extracting means (control part 108-4) for extracting the three-dimensional coordinate of the distal end of the endoscope in the three-dimensional organ model correction image on the basis of the three-dimensional organ model image corrected by the organ model image correcting means and the positional information of the endoscope distal end detected by the positional information detecting means.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコ-ト*(参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 B 4 C 0 6 1 3 0 0 D 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 B

審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全 7 頁)

(21)出願番号	特願2001-152838(P2001-152838)	(71)出願人	000000376 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号
(22)出願日	平成13年 5 月22日 (2001. 5. 22)	(72)発明者	梶 国英 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内
		(72)発明者	森實 祐一 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内
		(74)代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦 (外 4 名)

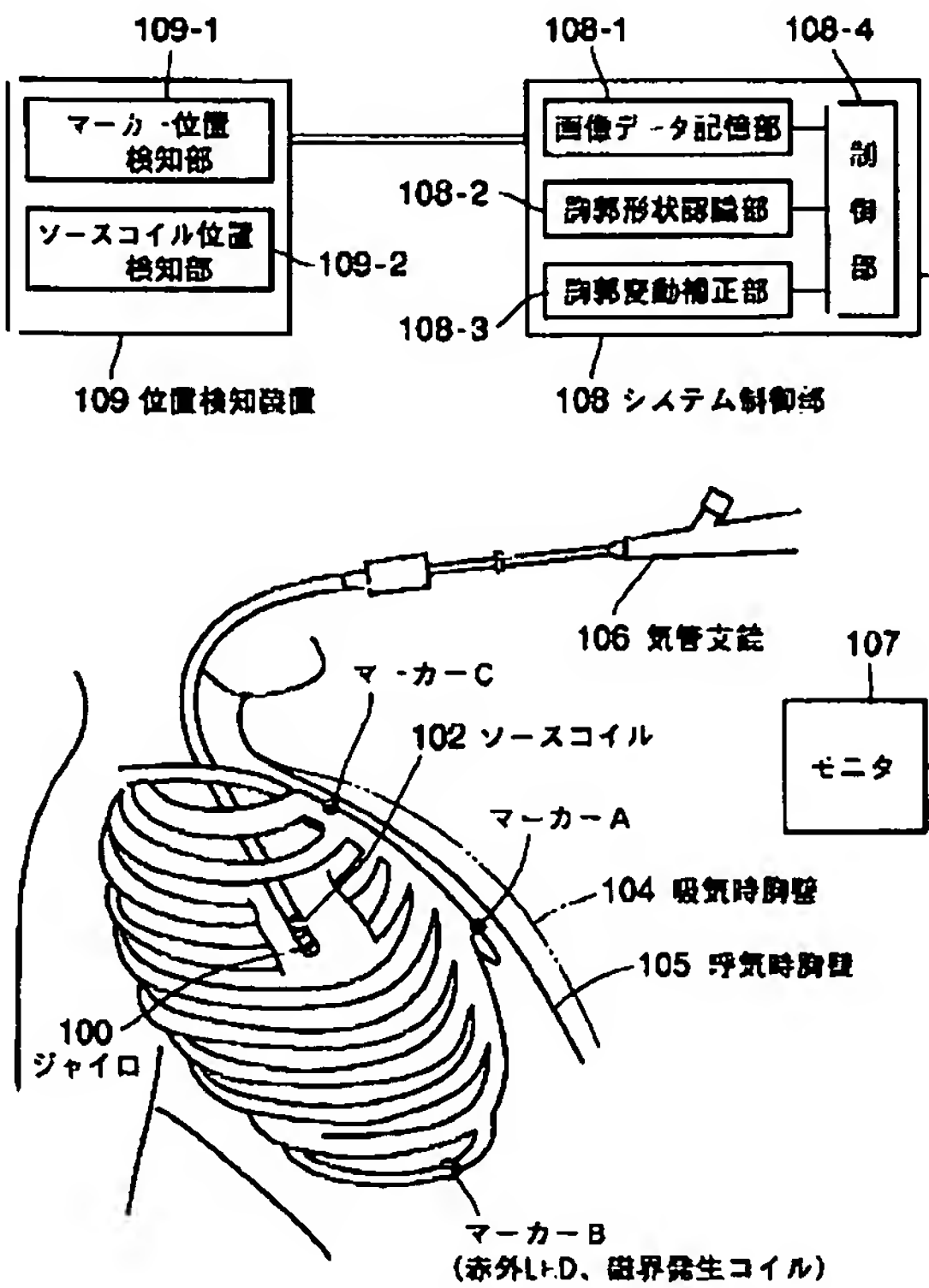
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示する内視鏡システムを提供する。

【解決手段】被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する臓器モデル画像生成手段(制御部108-4)と、被検体臓器の単位時間当りの変動量に応じて3次元モデル画像を順次補正し、3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段(胸郭変動補正部108-3)と、先端部に磁界発生素子を配設し、被検体臓器に挿入される内視鏡(気管支鏡106)と、磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置検出手段(位置検知装置109)と、臓器モデル画像補正手段により補正された3次元臓器モデル画像と位置情報検出手段によって検出された内視鏡先端部の位置情報に基づき、3次元臓器モデル補正画像における内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段(制御部108-4)とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する臓器モデル画像生成手段と、

前記被検体臓器の単位時間当りの変動量に応じて前記3次元モデル画像を順次補正し、3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段と、  
先端部に磁界発生素子を配設し、前記被検体臓器に挿入される内視鏡と、

前記磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、前記内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記臓器モデル画像補正手段により補正された3次元臓器モデル画像と、前記位置情報検出手段によって検出された前記内視鏡先端部の位置情報に基づき、前記3次元臓器モデル補正画像における前記内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】 前記3次元座標抽出手段は、前記被検体臓器を囲う骨格を基準として、前記3次元臓器モデル画像及び前記3次元臓器モデル補正画像の夫々の3次元座標系を定義することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】 前記磁界発生素子は、ソースコイルであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡システムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】例えば、気管支を医療用の内視鏡で観察する場合、気管支腔は複雑に分岐しており、通常の内視鏡では挿入が容易ではなく、目的部位に到達するのに時間がかかっていた。一般に、気管支鏡医は解剖を熟知した上で患者の身体に対して正面・側面から撮影したX線写真（二次元）を参考に観察対象部位としての病変部の位置する気管支へ気管支鏡を誘導する方法をとっている。

【0003】また、病変部と気管支鏡の位置関係をリアルタイムで把握するためにX線透視下で検査が行われる事もあり、正面・側面の透視平面を観察しつつ気管支鏡を挿入する事も少なくない。これらはいずれも術者の技量によるところが大きく、検査に時間がかかり、患者への負担が増してしまうという問題がある。

【0004】このような問題を解決するために、医療用挿入具における挿入部の位置及び形状を検出する検出装置が提案されている。このような検出装置の例としては、特開平6-285043号公報や特開2000-175862号公報に示されるものがある。

【0005】また、二次元断層画像データから三次元臓

器モデルを作成し、仮想的な内視鏡画像を作成し、内視鏡の挿入ルートナビゲーションする手段としては、特開2000-135215号公報に示されるものがある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、気管支鏡の場合、呼吸とともに気管支や病変部を含めた肺全体が呼吸によって変動してしまうため、検査前に撮ったデータを基に構築された三次元像では内視鏡と病変部との位置関係を正確に、且つリアルタイムで表示する事が出来なかった。一方、術中X線透視の場合は、リアルタイムで観察が可能であるが、X線が患者及び術者の人体に悪影響を与えないような処置を講じる必要がある。

【0007】本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示できる内視鏡システムを提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するために、第1の発明に係る内視鏡システムは、被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する臓器モデル画像生成手段と、前記被検体臓器の単位時間当りの変動量に応じて前記3次元モデル画像を順次補正し、3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段と、先端部に磁界発生素子を配設し、前記被検体臓器に挿入される内視鏡と、前記磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、前記内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記臓器モデル画像補正手段により補正された3次元臓器モデル画像と、前記位置情報検出手段によって検出された前記内視鏡先端部の位置情報に基づき、前記3次元臓器モデル補正画像における前記内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段とを有する。

【0009】また、第2の発明は、第1の発明に係る内視鏡システムにおいて、前記3次元座標抽出手段は、前記被検体臓器を囲う骨格を基準として、前記3次元臓器モデル画像及び前記3次元臓器モデル補正画像の夫々の3次元座標系を定義する。

【0010】また、第3の発明は、第1の発明に係る内視鏡システムにおいて、前記磁界発生素子は、ソースコイルである。

【0011】

【発明の実施の形態】まず、本発明の実施形態の概略を説明する。本実施形態では、被検体臓器としての肺の全体の変動が呼吸による規則的な変動である点に着目し、予め準備した少なくとも2種類以上の呼吸状態のCTまたはMRI像のデータを基に胸郭の骨格を基準として胸郭内の座標系を定義して変動する臓器内の構造物の変化



の時間変動分を補間し、逐一正確な肺や気管支の形状を表示させる。同時に気管支鏡先端の位置をこの座標系の中で検知し、目的とする病変部と気管支鏡の位置関係をモニター表示する。

【0012】このような方法によれば、患者の呼吸状態毎にCTまたはMRI断層像データを撮影する事なく、実際の使用において問題のないレベルの誤差で病変部と気管支鏡の位置関係を把握する事が可能である。尚、呼吸状態毎にデータをとる場合、僅かな呼吸量（または胸郭の大きさ）毎にデータをとる必要があるため、そのデータ量は膨大になるという欠点がある。更に、気管支を抽出するためには細かなスライス幅で撮影しなければならない事情もあり、実用的ではない。逆にスライス幅を大きくすると、気管支の抽出が困難になる。

【0013】以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1、図2は、通常の呼吸状態を示したものである。

【0014】図1は、胸郭の動きを模式的に示したもので、吸気時（図1（A））は胸郭が拡張するとともに横隔膜が収縮する。呼気時（図1（B））は胸郭が縮小するとともに横隔膜が弛緩する。この時、病変1の位置は胸郭の動きに対し規則的に変動を繰り返している。

【0015】図2は、平均的な男子の呼吸状態を示したものである。一般に、安静時の呼吸はAに示す1回呼吸量といわれ、約0.5リットル程度の量を示す。Bに示す最大呼気位-最大吸気位の差は肺活量といわれ、この時に胸郭は最も大きな変動を示す。気管支鏡検査は患者の意識下で行われるため、呼吸により病変部の位置も絶えず変動している。

【0016】本実施形態ではこの変動分を補正するために胸郭の骨格を基準として座標系を定義し、この中で気管支を始めとする肺内の構造物の位置を定義し、予め気管支鏡検査前に撮影したCTまたはMRIのデータをその時の胸郭の形状を示すパラメータと合わせて三次元画像を合成しておく。気管支鏡検査中の動きを同じパラメータを使って検出する事により呼吸間の状態を補間してリアルタイムで表示する。

【0017】尚、使用するCTまたはMRIのデータはより構造物を正確に把握するためにもスライス幅は1〜2ミリ程度が望ましい。少なくとも病変部の位置する近傍だけでもスライス幅を細かくしておく必要がある。

【0018】（第1実施形態）図3は、本発明の第1実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。システム制御部108には位置検知装置（位置情報検出手段）109と、モニタ107が接続されている。システム制御部108は、画像データ記憶部108-1と、胸郭形状認識部108-2と、胸郭変動補正部（臓器モデル画像補正手段）108-3と、制御部（臓器モデル画像生成手段、3次元座標抽出手段）108-4とから構成される。また、位置検知装置109は、マーカー位置

検知部109-1と、ソースコイル位置検知部109-2とから構成される。

【0019】本実施形態では、胸郭の形状を示すパラメータとして患者の体表面に貼付されたマーカーを利用する。マーカー位置は胸郭の形状を正しく反映し、且つ体外から確認可能な部位に貼付する事が望ましい。また、マーカーは三次元形状を認識するためにも同一平面内に存在しない3点以上の部位に設けるべきである。貼付する部位としては、例えば剣状突起（マーカーA）や胸骨柄（マーカーC）や第10肋骨の両側肋軟骨接合部（マーカーB）など解剖的に特徴のある部位が適当である。

【0020】術前CTまたはMRI画像を撮る場合は予め上述の部位にマーカーを貼付しておき、患者が呼吸を止めた状態で撮影する。この時、図2に示す1回呼吸量の最大位置V1や最小位置V2あるいは最大吸気位Vmaxや最大呼気位Vminにて撮影すると良い。これらの画像をもとに三次元画像を作成し、マーカーの位置とともにシステム制御部108の画像データ記憶部108-1に記憶しておく。

【0021】一方、気管支鏡検査は、同じ部位にマーカーを貼付した状態で行う。マーカーは赤外LEDや磁場発生コイルを用い、マーカー位置を検知する位置検知装置109をベットサイドに置き、患者の胸郭形状を常に観察する。

【0022】観察においては、まず、マーカーA〜Cに内視鏡としての気管支鏡106の先端を押し当てて定義した座標系の中で気管支鏡106の先端位置の設定を行っておく（イニシャライズ）。

【0023】胸郭形状認識部108-2は、画像データ記憶部108-1に予め記憶しておいたマーカー位置と、マーカー位置検知部109-1により検知された、観察中のマーカー位置とを比較し、胸郭の形状を判断する。胸郭変動補正部108-3は胸郭変動分を補正して三次元画像を作り直してモニタ107に表示する。つまり、呼吸状態における三次元画像は、2つ以上の原画像により作成された擬似的な像である。

【0024】一方、気管支鏡106の先端部には磁界を発生する磁界発生素子としてのソースコイル102が配置されており、前述の位置検知装置109により気管支鏡106の先端位置を検出する事が可能である。更に、最先端にはジャイロ100が配設されており、重力方向が検出可能になっている。

【0025】図4は、胸郭の変動分を模式的に示したものである。図4において実線が呼気時の胸郭の大きさを示し、破線が吸気時の胸郭の大きさを示すものである。この時、病変部の位置の変動（PからP'）は、座標位置（（X, Y, Z）から（X', Y', Z'））の移動で示される。同時に気管支鏡106の先端の位置も座標（x, y, z）で表示される。

【0026】図5（A）、図5（B）は、気管支鏡画像

上に変動に対応した病変部の位置あるいは気管支形状をリアルタイムで重畳表示させたものである。特に、目的とするところは、病変部へのアプローチの容易化、であるために、気管支鏡画像を極力妨げない形で表示するのが好ましく、矢印150による表示(図5(A))あるいはワイヤフレームによる重畳表示(図5(B))を採用している。

【0027】また、病変部との距離関係を把握するためにワイヤフレームや矢印の色を距離により変化させたりする事も有効である。

【0028】図6は、二次元画像から作成された三次元画像201と気管支鏡画像203とをモニタ107に並列に表示した図である。201-1は三次元画像201の主軸であり、203-1は気管支鏡画像203の主軸である。この主軸203-1が重力方向と並行になるように表示される。加えて、病変部までの三次元位置データ202が表示される。

【0029】図7は画像の補正について説明するための図である。気管支鏡画像203の主軸203-1が重力方向とずれて表示された場合は、主軸203-1が重力方向と並行になるように気管支鏡画像203を補正する。

【0030】また、図8は、三次元画像を重畳表示する代わりに、気管支鏡画像203に加えて、病変部や気管支鏡106先端までの直線距離や、気管支鏡106先端を曲げる角度形状や病変部までの距離などを表示させるものである。勿論、これらの表示形式は各々組み合わせる事も可能である。

【0031】(第2実施形態)以下に図9, 図10, 図11を参照して本発明の第2実施形態を説明する。前述したように、胸郭の形状は呼吸と相関があるために第1実施形態で使用したマーカーA~Cを使用する事なく胸郭の形状を把握する事が可能である。つまり、図9に示す患者の呼吸状態のある特定位置を設定し、これに対応させてCTまたはMRIデータをとる事によりその時の胸郭の形状と対応付ける事が可能である。

【0032】具体的には、撮影を行う際に患者の呼吸状態をモニタリングしつつ最大呼気位や最大吸気位などの設定しやすい呼吸状態で撮影する。そして、各々の三次元画像を記憶しておき、これらのデータをもとに呼吸量をパラメータとして胸郭変動分を補正し、三次元画像を作り直してモニターに表示すれば良い。

【0033】なお、図11に示すように、呼吸量はガイドシース101などの案内管の口元に呼気流量計等の検知手段103を取り付ける事で検出することができる。また、呼吸気量表示手段110により検出結果を表示することが可能である。

【0034】マーカーを使わない場合は第1実施形態のような気管支鏡位置の初期設定(イニシャライズ)は解剖学的に特徴のある位置で行う事が望ましい。気管支鏡

107の場合は図10に示すように、気管300から主気管支303に分岐する気管分岐部301などで行うと良い。

【0035】この他、喉頭部(声門位置)や体外では剣状突起などが分かりやすい。

【0036】尚、呼吸量による補間(補正)計算に時間がかかる場合は、気管支鏡検査の前に予め三次元画像を記憶している画像データ記憶部108-1で呼吸量または胸郭変動量をパラメータとした三次元画像を作成しておき、検査時はこれ呼び出す形をとっても良い。

【0037】上記した実施形態によれば、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示可能になる。これによって、気管支鏡を観察対象部位に容易に誘導できるので、検査時間の短縮が図れる。

【0038】また、あらゆる呼吸状態すべてにわたって画像(データ)をとる事なく、呼吸時の肺や気管支の変動に対応させる事が可能であるため、CTまたはMRIのデータ量が少なく済み、同時に患者への撮影時の負担が少なく済み。これによって病院は費用面で大きなメリットを得ることができる。

【0039】(付記)上記した具体的実施形態から以下のような発明が抽出される。

【0040】1. 予め準備した少なくとも2種類以上の呼吸状態におけるCTまたはMRIデータをもとに三次元像を作成する三次元画像データ合成手段と、患者の呼吸状態における胸郭の形状を判断する胸郭形状判断手段と、先端にソースコイルを配置した気管支鏡と、気管支鏡の先端位置を検知する位置検知手段と、三次元画像と気管支鏡画像を表示する画像表示手段とを具備し、前記2種類以上の三次元画像を使って胸郭の骨格を基準として肺、気管支、病変部などの三次元座標系を定義し、胸郭の大きさでこれらの三次元座標を補間した補間座標系を作成し、この座標系の中で前記気管支鏡の位置および病変部の位置を検知し、病変部と気管支鏡の位置関係をモニター上に表示する内視鏡システム。

【0041】2. 胸郭の形状は予め患者の体表面に貼付した少なくとも2つ以上のマーカーの位置を検知する事により判断される1.に記載の内視鏡システム。

【0042】3. 上記マーカーは剣状突起や胸骨柄や第10肋骨肋軟骨接合部などに設けられる2.に記載の内視鏡システム。

【0043】4. 最大呼気位-最大吸気位あるいは安静呼/吸気時において前記三次元座標系を定義し、気管支鏡検査中の変動に対しある時間 $\Delta t$ 毎に前記三次元座標系を作成して病変部の時間変動を予測し、同時に気管支鏡の位置を検知してこれらの位置関係を表示する1.に記載の内視鏡システム。

【0044】5. 三次元座標を定義する時と検査時に呼



気流量計により胸郭の大きさを予測して当該三次元座標を作り直す4.に記載の内視鏡システム。

【0045】

【発明の効果】本発明によれば、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示可能になる。これによって、気管支鏡を観察対象部位に容易に誘導できるので、検査時間の短縮が図れる。

【0046】また、あらゆる呼吸状態すべてにわたって画像（データ）をとる事なく、呼吸時の肺や気管支の変動に対応させる事が可能であるため、CTまたはMRIのデータ量が少なく済み、同時に患者への撮影時の負担が少なく済み。これによって病院は費用面で大きなメリットを得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】胸郭の動きを模式的に示す図である。

【図2】平均的な男子の呼吸状態を示す図である。

【図3】本発明の第1実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【図4】胸郭の変動分を模式的に示す図である。

【図5】気管支鏡画像上に変動に対応した病変部の位置あるいは気管支形状をリアルタイムで重畳して表示させた図である。

【図6】二次元画像から作成された三次元画像201と

気管支鏡画像203とをモニタ107に並列に表示した図である。

【図7】画像の補正について説明するための図である。

【図8】画像表示の変形例を示す図である。

【図9】本発明の第2実施形態において、患者の呼吸状態を示す図である。

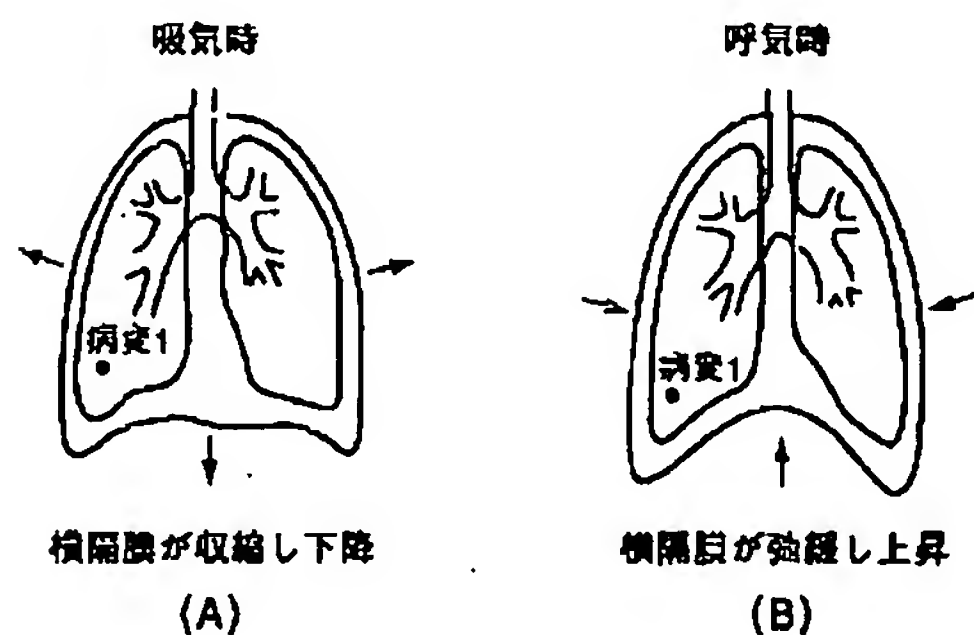
【図10】気管300から主気管支303に分岐する気管分岐部301を示す図である。

【図11】本発明の第2実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

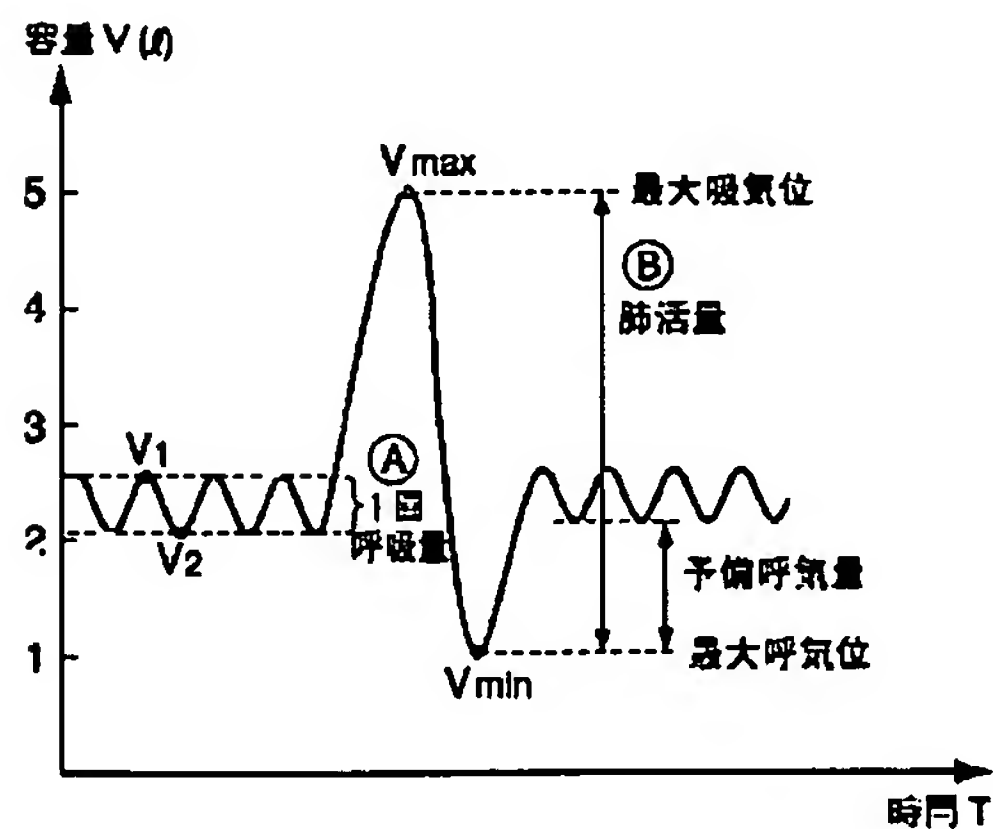
【符号の説明】

- 100 ジャイロ
- 102 ソースコイル
- 104 吸気時胸壁
- 105 呼気時胸壁
- 106 気管支鏡
- 107 モニタ
- 108 システム制御部
- 108-1 画像データ記憶部
- 108-2 胸郭形状認識部
- 108-3 胸郭変更補正部
- 108-4 制御部
- 109 位置検知装置
- 109-1 マーカー位置検知部
- 109-2 ソースコイル位置検知部

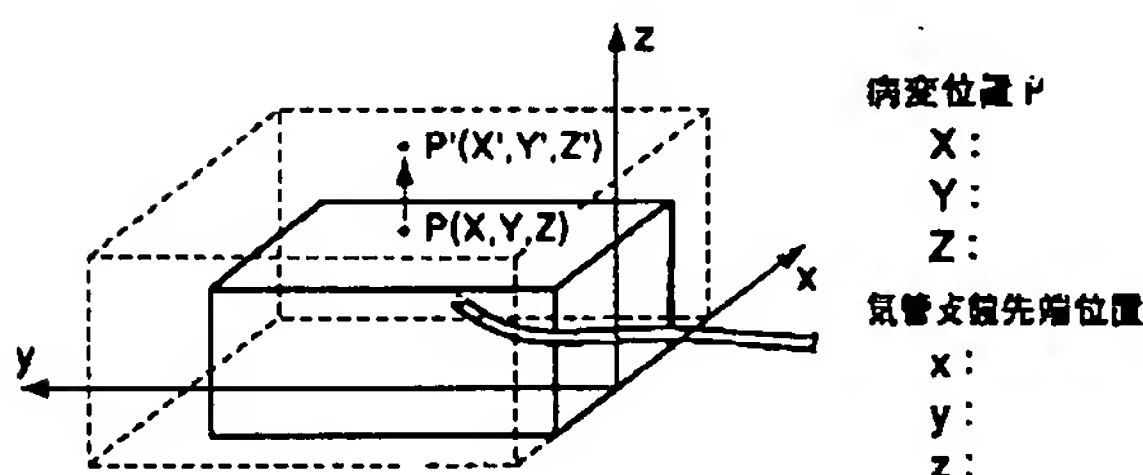
【図1】



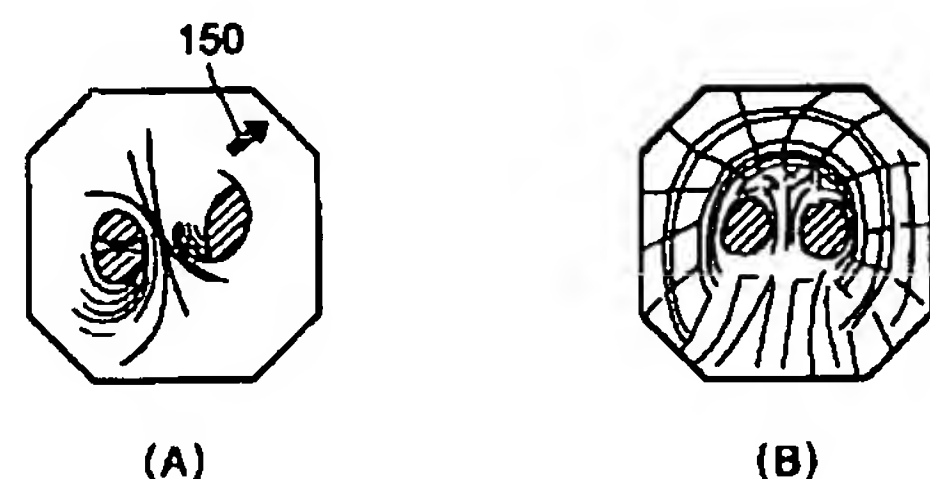
【図2】



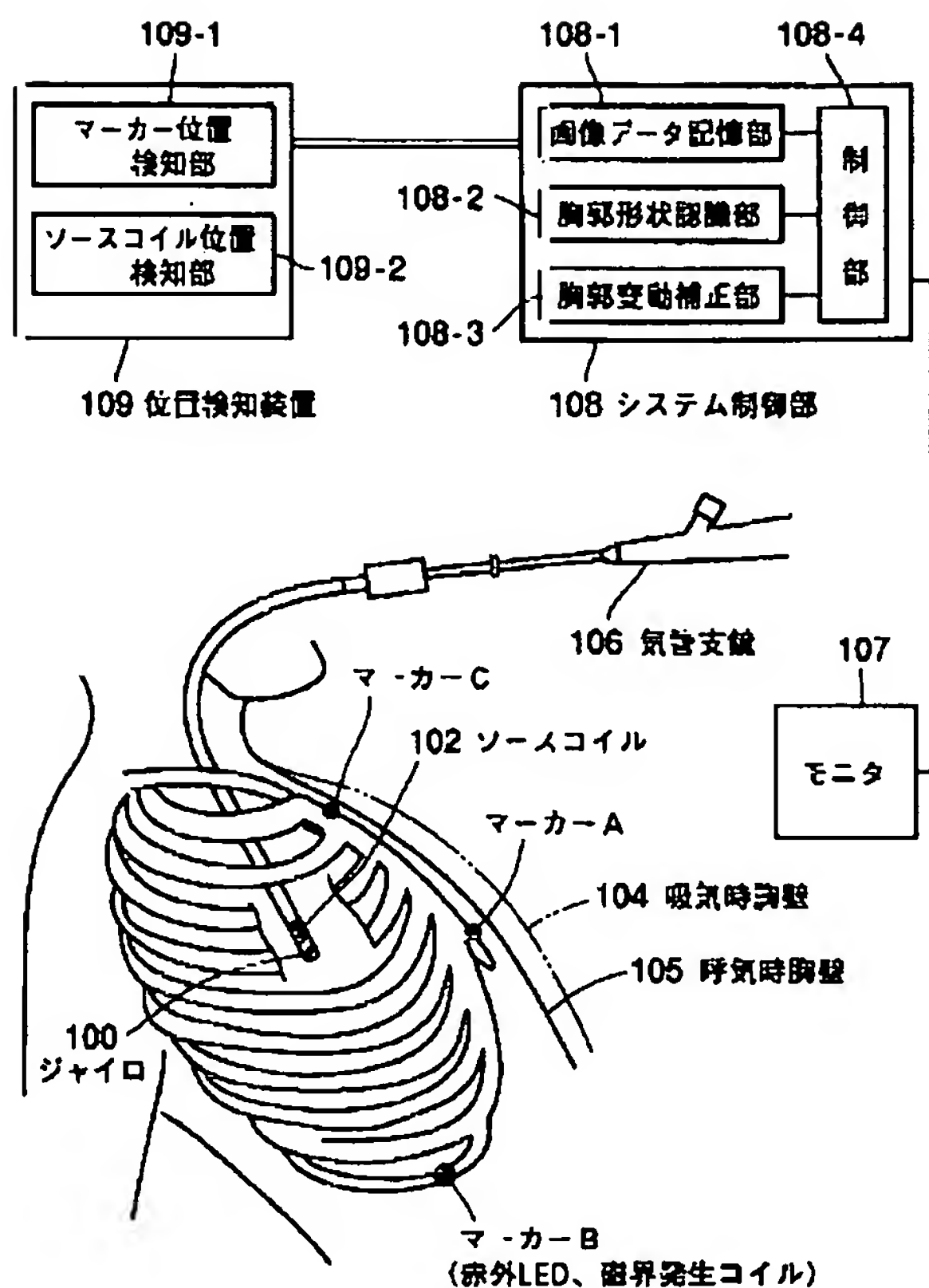
【図4】



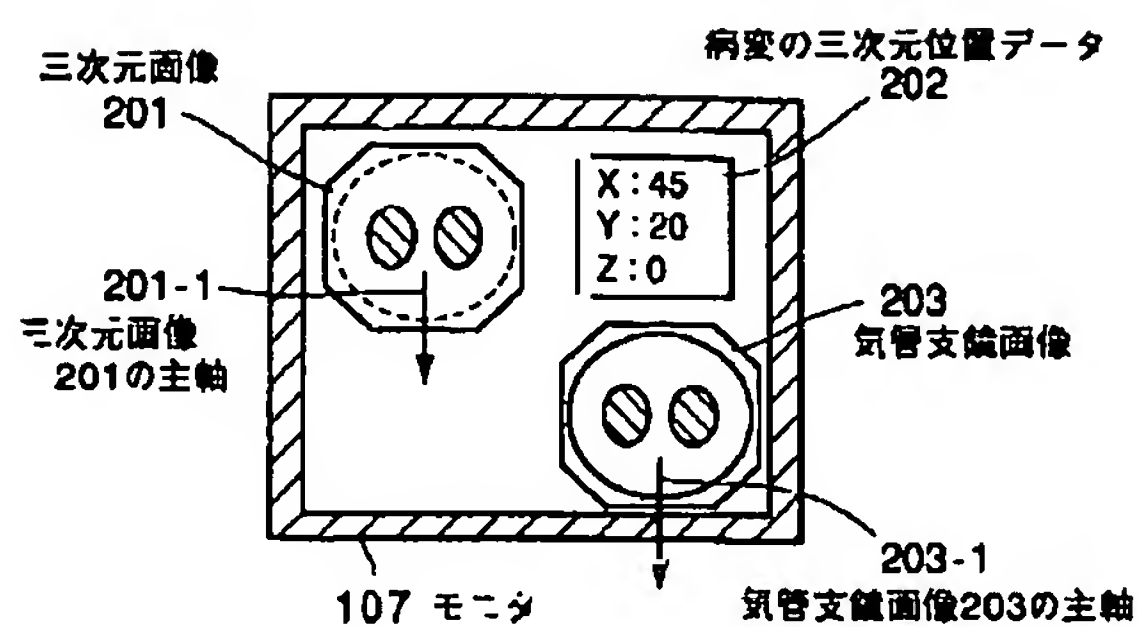
【図5】



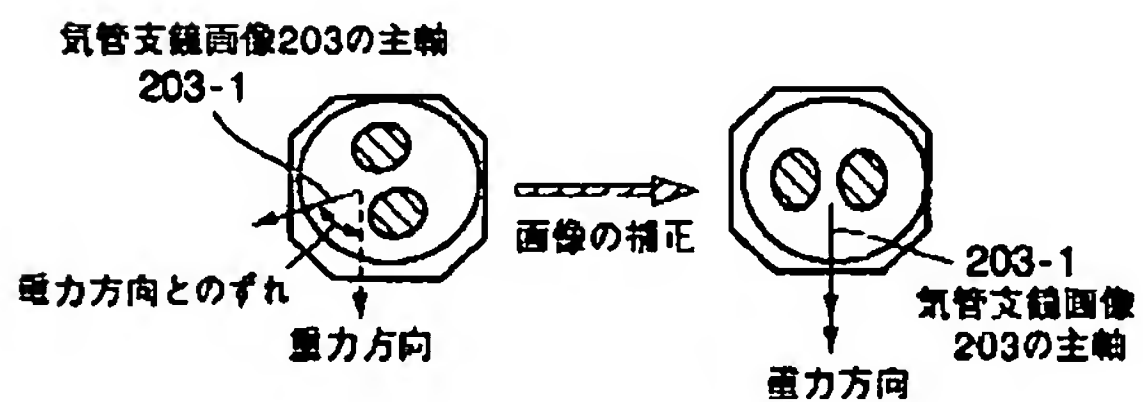
【図3】



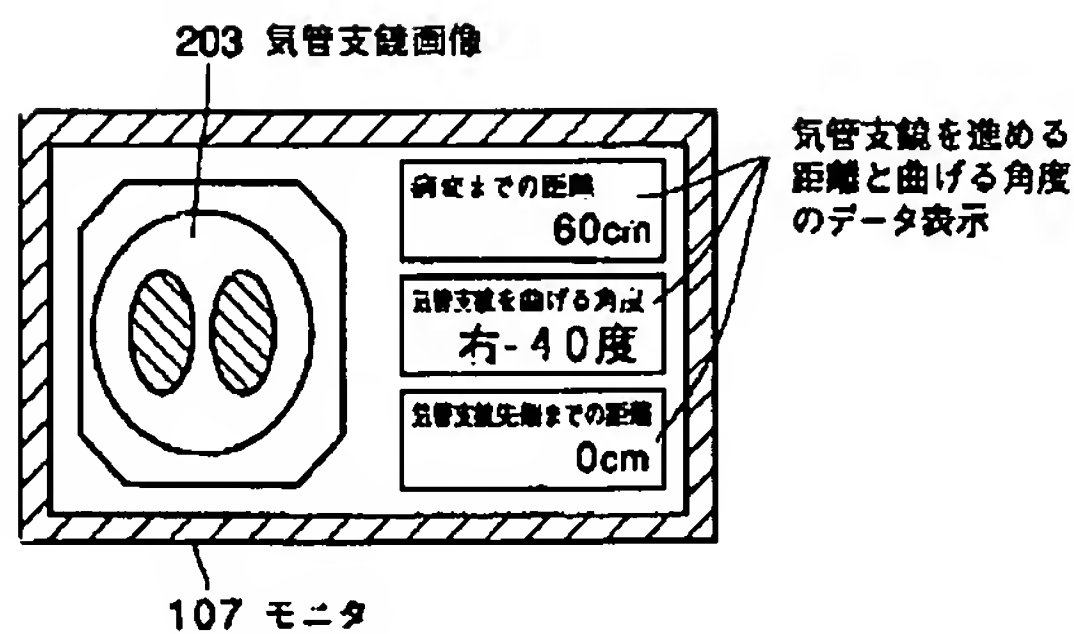
【図6】



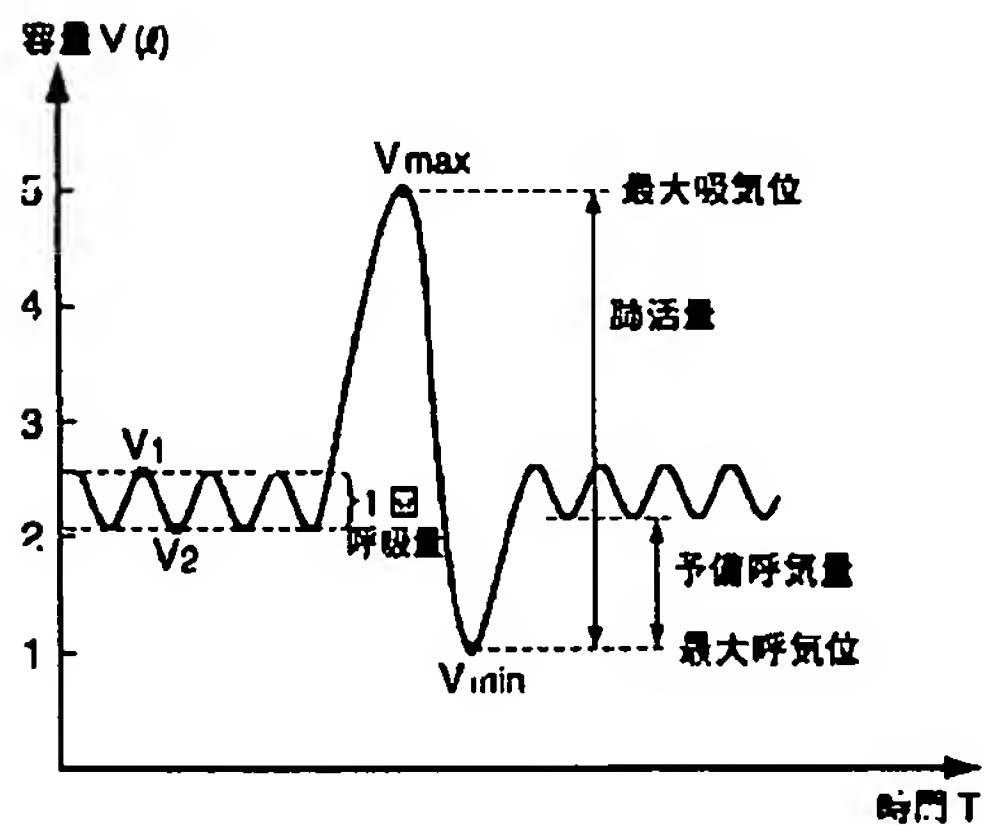
【図7】



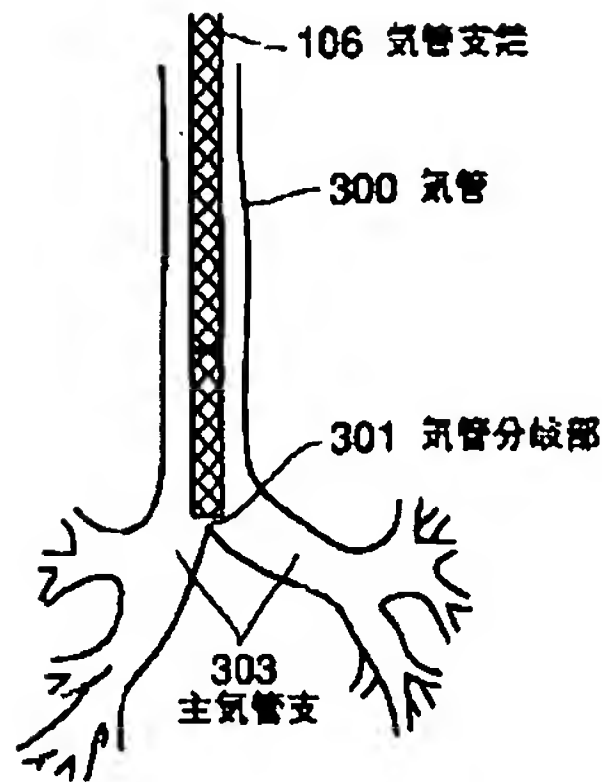
【図8】



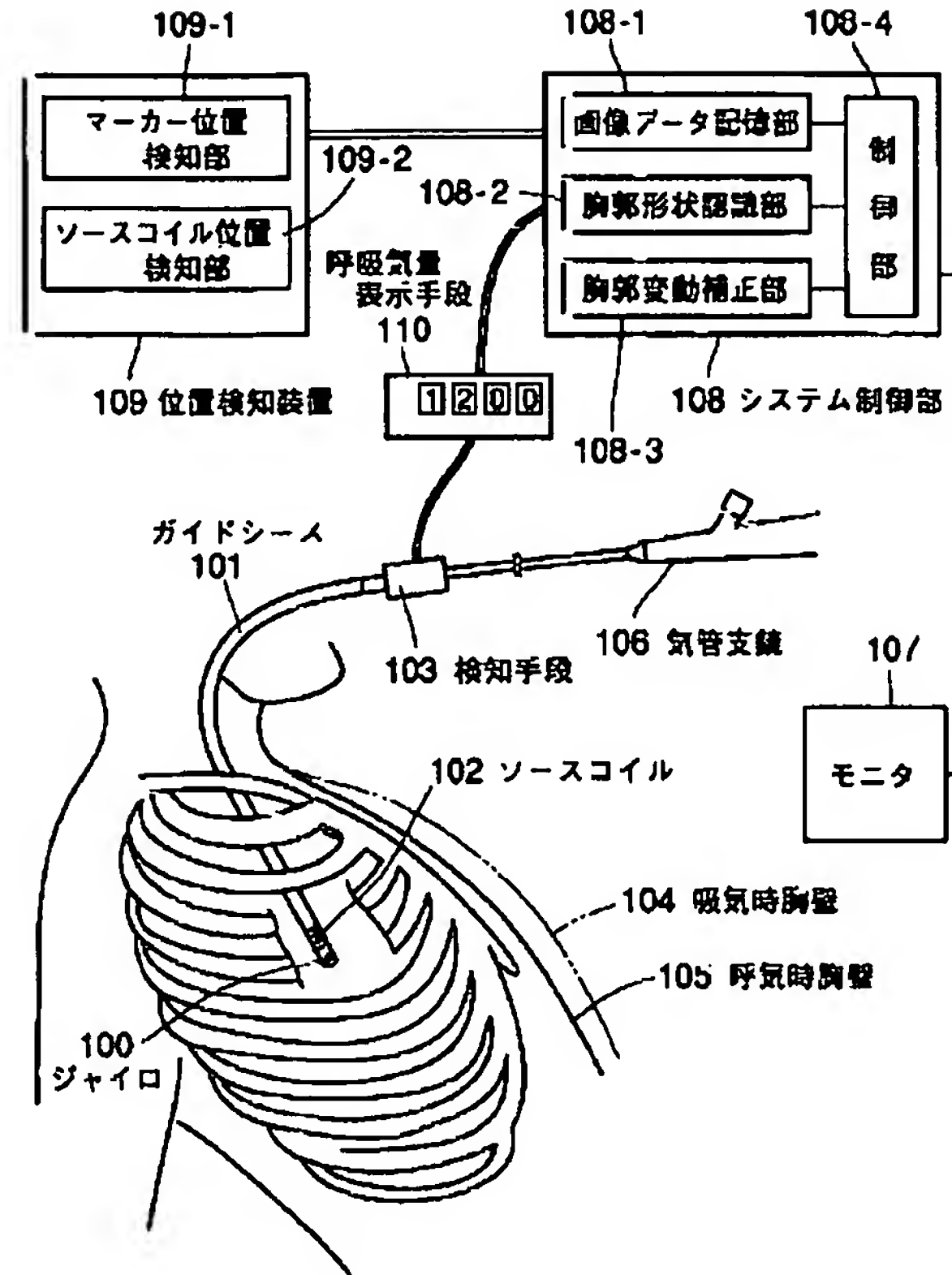
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者 萩原 雅博  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 中満 竹千代  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 菊地 康彦  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 木村 修一  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高橋 裕史  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 加川 裕昭  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 斉藤 明人  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72)発明者 中村 剛明  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA07 BB01 CC06 DD03 HH51  
JJ17 NN05 WW02 WW10 WW13  
WW18  
5B057 AA09 BA07 CA12 CB13 CD14